PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

11-342132

(43) Date of publication of application: 14.12.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/14 A61B 5/00 A61B 5/055 A61B 6/03

(21)Application number: 10-154364

(71)Applicant: GE YOKOGAWA MEDICAL SYSTEMS

LTD

(22)Date of filing:

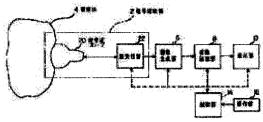
03.06.1998

(72)Inventor: HASHIMOTO HIROSHI

(54) ANGIOMETRY AND DEVICE, AND IMAGING DEVICE FOR MEDICAL USE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an angiometry and device and an imaging device for medical use to perform a secure angiometering based on a displayed image. SOLUTION: A related region ROI perpendicularly crossing a blood vessel wall is set in a tomographic image of a blood vessel, and the thickness, inner diameter, etc., of the blood vessel wall are measured based on a profile of picture element values in the ROI. This device has a signal sampling part 2. The signal sampling part 2 samples a signal for generating an image for medical use from a subject 4. The signal sampling part 2 is connected to an image generating part 6, and it inputs the signal sampled from the subject 4 to the image generating part 6. The image generating part 6 generates an image based on the signal inputted from the signal sampling part 2. To the image generating part 6, an image processing part 8 is connected. The image processing part 8 takes the image generated by the image generating part 6, and performs specified image processing. To the image processing part 8, a display part 10 is connected, and



it displays an image outputted from the image processing part 8, and other information. The signal sampling part 2, image generating part 6, image processing part 8, and display part 10 are connected to a control part 14.

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許山東公開各号

特開平11-342132

(43)公開日 平成11年(1999)12月14日

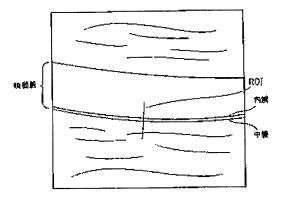
(51) Int.CL ⁶		鐵別紅号 360	₽I				
A61B	8/14		A 6 1 B	8/14			
	5/00			5/00	G 360D 380		
	5/055			6/03			
	6/03			5/05			
			審查請求	未請求	請求項の数3	OL	(全 10 頁)
(21)出癩番号	特顯平10-154364		(71)出廢人	000121936			
				ジーイ・	- 横河メディカ	ルシス	テム株式会社
(22) 出願日		平成10年(1998) 6月3日		東京都側	日野市地が丘4	丁目7	路地の127
			(72) 発明者	稿本 治			
				東京都	日野市組が丘岡	TB7	番題の127
				3-4-	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
				内			
			(74)代理人	介理 止	井島 融治	(A) 1 :	名)

(54) 【発明の名称】 血管計測方法および装置並びに医用画像装置

(57)【要約】

【課題】 表示画像に基づいて確実な血管計測を行なう 血管計測方法および装置並びに医用画像装置を実現す る。

【解決手段】 血管の断層像上で血管壁を垂直に横切る 関心領域ROIを設定し、ROIにおける画素値のプロ ファイルに基づいて、血管壁の厚みや内径等を計測する。



(2)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 血管の断層像上で血管壁を垂直に横切る 関心領域における画素値のプロファイルに基づいて血管 に関する寸法値を計測する。ことを特徴とする血管計測 方法。

【請求項2】 血管の断層像を表示する表示手段と、 前記血管の断層像上で血管壁を垂直に横切る関心領域を 設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域における画素値のプロファイルに基づいて 血管に関する寸法値を計測する計測手段と、を具備する 10 ことを特徴とする血管計測装置。

【請求項3】 接検体内の血管を含む断層像を獲得する 医用画像獲得手段と、

前記断層像を表示する表示手段と、

前記表示手段で表示された血管の断層像上で血管壁を垂 直に横切る関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域における画素値のプロファイルに基づいて 血管に関する寸法値を計測する計測手段と、を具備する ことを特徴とする医用画像装置。

【発明の詳細な説明】

[0001]

【発明の属する技術分野】本発明は、血管計測方法およ び装置並びに医用画像装置に関し、特に、血管の断層像 を利用して血管に関する寸法値を計測する血管計測方法 および装置並びに医用画像装置に関する。

$\{000021$

【従来の技術】血管の断層像を利用して、例えば血管の 内径や血管壁の厚み等、血管に関する寸法値を計測し、 例えば動脈硬化等の診断に役立てること行なわれる。血 管計測は、医用画像装置に普通に備わる距離計測機能を 30 ことがライブ状態で血管計測を行なう点で好ましい。 利用して、画像上に指定した2点間の距離を求めること により行なわれる。

【0003】すなわち、例えば血管内径を計測するとき は、血管の断層像上で目視により内壁の位置を確認し、 互いに対向する内壁面に距離計測用の2点をカーソル(c ursor)で指定して距離を算出させる。

100041

【発明が解決しようとする課題】上記のように観察者の 国規判定により距離計測用の2点を指定する方法は、画 像のコントラスト(contrast)や観察者の個性等が位置指 40 図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。 定の正確さに影響するので、確実な計測を行なうことが 困難であるという問題があった。

【①①①5】本発明は上記の問題点を解決するためにな されたもので、その目的は、表示画像に基づいて確実な 血管計測を行なう血管計測方法および装置並びに医用画 像装置を実現することである。

[00006]

【課題を解決するための手段】(1)上記の課題を解決 する第1の発明は、血管の断層像上で血管壁を垂直に構 血管に関する寸法値を計測する、ことを特徴とする血管 計測方法である。

【0007】(2)上記の課題を解決する第2の発明 は、血管の断層像を表示する表示手段と、前記血管の断 層像上で血管壁を垂直に横切る関心領域を設定する関心 領域設定手段と、前記関心領域における画素値のプロフ ァイルに基づいて血管に関する寸法値を計測する計測手 殴と を具備することを特徴とする血管計測装置であ る.

【()()()8](3)上記の課題を解決する第3の発明 は、被検体内の血管を含む断層像を獲得する医用画像獲 得手段と、前記断層像を表示する表示手段と、前記表示 手段で表示された血管の断層像上で血管壁を垂直に横切 る関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領 域における画素値のプロファイルに基づいて血管に関す る寸法値を計測する計測手段と、を具備することを特徴 とする医用画像装置である。

【0009】第1の発明乃至第3の発明のいずれか1つ において、前記画素値のプロファイルを微分したプロフ 20 ァイルを求め、隣合うピークの間隔を計測することが、 血管壁の内膜中膜厚を適切に求める点で好ましい。

【①①10】また、第1の発明乃至第3の発明のいずれ かしつにおいて、前記画素値のプロファイルの前半と後 半につき各画素値をそれぞれの最大値に基づいて正規化 し、共通の閾値によって血管内壁を検出して内壁間の距 離を計測することが血管内径を適切に求める点で好まし

【①①11】また、第1の発明乃至第3の発明のいずれ かりつにおいて、前記血管の断層像は超音波画像である

(作用) 本発明では、血管の断層像上に血管壁を垂直に 横切る関心領域を指定し、関心領域における画素値のブ ロファイルに基づき、血管壁を構成する層の厚みや血管 内径等、血管に関する寸法値を計測する。

[0012]

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実 施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態 に限定されるものではない。

【() () 1 3 】図 1 に、医用画像装置のブロック(block) 本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形 態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の 方法に関する実施の形態の一例が示される。

【① 0 1 4 】本装置の模成を説明する。図1に示すよう に、本装置は、信号採取部2を有する。信号採取部2 は、核検体4から医用画像生成のための信号を採取する ものである。

【() () 1.5 】信号採取部2は、医用画像装置の種類に応 じて様々な形態のものが用いられる。例えば、超音波縁 切る関心領域における画素値のプロファイルに基づいて 50 像装置では、接続体4内に超音波を送波してそのエコー

5/23/2011

3

を受信する超音波プローブ(probe) 22と送受信部22 が用いられる。X線CT(computed tomography) 装置では、被検体4をスキャン(scan)するX線照射・検出系を備えたガントリ(gantry)が用いられる。MRI(magnetic resonance imagnet)装置では、磁気共鳴を利用して被検体4から信号を採取するマグネットシステム(magnet system) が用いられる。とのような信号採取部2は、いずれも既存のものを利用することができる。その他の医用画像装置でも、その種類に応じてそれぞれ既存のものを用いることができる。

【①①16】信号採取部2は画像生成部6に接続され、 被検体4から採取した信号を画像生成部6に入力するよ うになっている。画像生成部6は、信号採取部2から入 力された信号に基づいて画像を生成するようになってい る。信号採取部2および画像生成部6は、本発明におけ る医用画像獲得手段の実施の形態の一例である。

【①①17】画像生成部6も、医用画像装置の種類に応じて緩々な形態のものが用いられる。例えば、超音波線像装置では、超音波ェコーの強度に基づいてBモード(mode)像を求める装置が用いられる。 X線C T装置では、被換体4の複数ビュー(view)の投影データを連投影して断層像を再構成する装置(コンピュータ(computer)等)が用いられる。MR I 装置では、磁気共鳴信号の道フーリエ(Fourie)変換により画像を再構成する装置(コンピュータ等)が用いられる。これらの画像生成部6はいずれも既存のものを用いることができる。その他の医用画像装置でも、その種類に応じてそれぞれ既存のものを用いることができる。

【①①18】画像生成部6には画像処理部8が接続されている。画像処理部8は、画像生成部6が生成した画像 30を取り込んで、所定の画像処理を行うようになっている。画像処理部8は、本発明における計測手段の実施の形態の一例である。画像処理部8は、例えばコンピュータ(computer)等を用いて構成される。画像処理部8についてはのちにあらためて説明する。

【①①19】 画像処理部8には表示部10が接続され、 画像処理部8から出力された画像およびその他の情報を 表示するようになっている。表示部10は、本発明にお ける表示手段の実施の形態の一例である。表示部10は 例えばグラフィックディスプレイ(graphic display) 装 49 置等で構成される。

【①①20】以上の、信号採取部2. 画像生成部6、画像処理部8 および表示部10は制御部14に接続されている。制御部14は例えばコンピュータ等を用いて構成される。制御部14は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。また、各部から制御部14に状態報知信号等が入力されるようになっている。

【0021】制御部14には操作部16が接続され、操作者により各種の指令や情報等を入力できるようになっ 50

ている。操作部16は、本発明における関心領域設定手段の実施の形態の一例である。操作部16は、例えば、キーボード(keytoard)やその他の操作具を備えた操作卓等で構成される。画像処理部8、表示部10、制御部14および操作部16は、本発明における血管計測装置の実施の形態の一例である。

【① 0 2 2】図2に、画像処理部8のブロック図を示す。同図に示すように、画像処理部8は画像メモリ(memory)80を有する。画像メモリ80は、画像生成部8から入力された例えば図3に示すような画像データ30を記憶するようになってる。画像データ30は、接鈴体4の1つの断面(x y 面)における複数の時相(t)の断層像32を表す画像データによって構成される。なお、複数の断層像への行号付けは1個所で全てを代表する。【① 0 2 3】画像メモリ80は演算装置82に接続されている。演算装置82は、画像メモリ80から画像データ30を読み込んで、血管計測を行なうようになっている。演算装置82による血管計測については、後にあらためて説明する。

【0024】演算装置82には、フレームメモリ(frame memory)84が接続されている。フレームメモリ84は、演算装置82から与えられた画像データを記憶するとともに表示部10に出力するようになっている。

【① 0 2 5 】本装置の動作を説明する。操作部 1 6 を通 じて操作者から与えられる指令に基づき、制御部 1 4 に よる制御の下で本装置の動作が進行する。以下、本装置 が経音波線像装置であり、それによって被検体4 の血管 を操像し、血管に関する計測を行なう例について説明する。

6 【10026】図4に、本装置の動作のフロー(flov)図を示す。先ず、ステップ(step)502で被検体4の操像を行う。すなわち、信号採取部2により信号採取を開始し、逐次得られる信号に基づき画像生成部6によって画像を生成する。画像は、例えば図3に示したように、同一断面の複数の時相を表す複数の断層像32として生成する。

[0027] 超音波線像装置はリアルタイム(real time) 画像を操像するので、これらの画像は同一断面についてのライブ(live)画像となる。画像は逐一表示部10 に表示され、操作者が線像の進行状況を把握するのに利用される。

【0028】次に、ステップ504で、緑像した画像を記憶する。これによって画像データ30(ライブ画像)が画像メモリ80に記憶される。次に、ステップ506で、操作者が操作部16を通じて、所望の時相の画像を表示部10に呼び出す。これによって、例えば図5に示すような静止画像が表示される。同図において、画面の中央部を特切る低輝度の(黒い)帯が頸動脈の縦断面を示す断層像である。低輝度の帯の両側に沿った高輝度の(白い)縁が血管壁を表す。

(4)

【0029】下側の血管壁においてより明瞭なように、 頸動脈壁は二重の層を有し、血管内部から見て手前側の 層を内膜、その外側の層を中膜と呼んでいる。内臓と中 膜の間の血管壁の厚みは例えば加齢や動脈硬化等によっ て肥厚するとされ、血管の健全性を診断する目安として 内膜中膜厚を計測することが行なわれる。

【0030】そとで、次に、ステップ508で、このよ うな表示画像について内臓中膜厚の計測を行なうための 関心領域(ROI:region of interest)の設定を行な 所望部位にROIを表す図形を描くてとにより行う。こ れによって、例えば図6に示すように、計測したい部位 の血管壁を垂直に横切るRO! (直線)が設定される。 【0031】次に、ステップ510で、血管計測を行 う。血管計測は演算装置82によって行なわれる。演算 装置82は、まず、ROI上の画素値の分布すなわちR OIにおける画素値のプロファイルを求める。以下、こ れをROIプロファイルという。ROIプロファイル は、表示画像に該当する画像メモリ80年の画像からR て形成される。

【0032】S/N (signal-to-noise ratio) の良いR OIプロファイルを得るために、各アドレスごとにRO 1の左右の複数の画素に相当する画素データとの平均値 を求めるのが好ましい。

【0033】とれによって、例えば図7に示すようなR ○Ⅰプロファイルが得られる。このR○Ⅰプロファイル では、左側が血管内、右側が血管外であり、中央の高レ ベル(level) 部が血管壁部分に相当する。ROIプロフ 上がりが内膜の壁面に相当し、次の立ち上がりが中膜の 壁面に相当する。

【0034】とのRO!プロファイルにつき、機軸に沿 って例えば5点のデータを順次1つずつ入れ替えながら 移動平均を行ない、図8に示すように、細かな振帽変化 を取り除いた平滑プロファイルとする。この平滑プロフ ァイルにおいても、高レベル部の最初の立ち上がりが内 膜の壁面に相当し、次の立ち上がりが中膜の壁面に相当

[①035]とのような平滑プロファイルについて微分 値を求める。これによって、例えば図9に細縁のグラフ で示すように、微分プロファイルが得られる。なお、微 分値に代えて差分値を求め、差分プロファイルとしても 良い。微分プロファイルも差分プロファイルも実質的に 均等である。

【10036】以下、微分プロファイルで説明する。この 微分プロファイルを左から右に見た場合、最初のビーク (peak)は平滑プロファイルの最初の立ち上がりの最大領 斜部に相当する。また、次のピークは平滑プロファイル の2回目の立ち上がりの最大傾斜部に相当する。

【① 037】とれらは、それぞれ内臓を示す画像のエッ ジ(edge)および中膜を示す画像のエッジを示すものと考 えることができ、それぞれ内膜および中膜の表面を示す ものと考えることができる。そこで、敵分プロファイル を左から右に見た場合の最初のピークから次のピークま での距離を計測し、これを内膜中膜厚の計測値とする。 これによって、図9の例では内膜中膜厚が例えばり、6 4 mmと求まる。

【0038】との計測値は、ROIプロファイル上で数 う。ROIの設定は、操作者が操作部16で表示画像の 10 学的に判定した画像のエッジに基づいて求めたものなの で、従来操作者が目視によりエッジを判定していた場合 のような不確実さがない。

> 【0039】とのようにして求めた内膜中膜厚の計測値 を、ステップ512で表示部10に表示する。とれによ って、例えば図10に示すように、断層像に重量して計 測部位とその計測値が表示される。

【① ① 4 ① 】次に、血管の内径を計測する場合の動作に ついて説明する。この動作も図4に示したフロー図に従 って進行する。先ず、ステップ(step)502で被検体4 ○【に相当するアドレス(address) の画像データを用い 20 の操像を行う。すなわち、信号採取部2により信号採取 を開始し、逐次得られる信号に基づき画像生成部6によ って画像を生成する。画像は、前述と同様に、同一断面 の複数の時相を表す複数の断層像32すなわちライブ画 像として生成する。ライブ画像は逐一表示部10に表示 され、操作者が操像進行状況を把握するのに利用され、 また、画像メモリ80に記憶される(ステップ50

【① 0.4.1】次に、ステップ506で、操作者が操作部 16を通じて所望の時相の画像を表示部10に呼び出 ァイルを左から右に見た場合の高レベル部の最初の立ち 30 す。これによって、例えば図11に示すような静止画像 が表示される。同図には、その解説図を図12に示すよ うに、上腕動脈の縦断面像が示されている。

> 【0042】次に、ステップ508で、このような表示 画像について血管内径を計測するためのROI設定を行 なう。これによって、例えば図11(および図12)に 示すように、内径を計測したい部位の血管を垂直に満切 る直線としてRO!が設定される。

【0043】次に、ステップ510で、血管計測を行 **う。血管計測は演算装置82によって行なわれる。演算** 装置82は、まず、前述と同様にしてROIプロファイ ルを求める。これによって、例えば図13に示すような ROIプロファイルが得られる。この場合も、前述と同 様に近傍のデータとの平均値を利用することがS/Nを 良くする点で好ましい。

【0044】とのROIプロファイルでは、左側が体内 の深部、右側が体内の浅部である。ROIプロファイル を左から右に見た場合の最初のレベル上昇部が深部側の 血管壁に相当し、次のレベル上昇部が浅部側の血管壁に 相当し、両者の間が血管内部に相当する。

50 【0045】 このRO! プロファイルを前述と同様に移

動平均し、図14に示すような平滑プロファイルとす る。との平滑プロファイルにおいても、最初のレベル上 昇部が体内深部側の血管壁に相当し、次のレベル上昇部 が体内浅部側の血管壁に組当し、両者の間が血管内部に 相当する。

【0046】そとで、最初のレベル上昇部の立ち下がり 部から次のレベル上昇部の立ち上がり部までの距離を求 めることにより血管の内径を計測することができるが、 ことでは、より確実な計測値を得るために次のような処 理を行なう。

【①①47】すなわち、図14の平滑プロファイルにつ いて、2つのレベル上昇部の中間点を境にして、右側の プロファイルと左側のプロファイルを、それぞれのピー ク値を100としてそれぞれ正規化する。これによっ て、例えば図15に示したような正規化プロファイルが 得られる。

【①①48】とのような正規化プロファイルにつき、血 管の内部すなわち2つのレベル上昇部の中間点を出発点 として、予め設定した適宜の閾値を越える位置を、深部 側および浅部側にそれぞれ探索する。そして両側におい 20 て正規化プロファイルが最初に閾値を越える点をそれぞ れ求め、それらの間の距離を求めて血管の内径とする。

【0049】関値は、相対信号強度50以上、例えば相 対信号強度60程度とするのが、最内壁の検出と壁面検 出の確かさとのトレードオフ(trade-off) を図る点で好 ましい。これによって、図16に示すように血管の内径 が例えば4. 6 mmと求まる。この計測値がステップ5 12で表示部10に表示される。

【0050】血管の内部に設定した中点を境にして、ブ ロファイルを深部側と浅部側とにつきそれぞれ正規化し 30 たことにより、血管内壁の検出条件を両側で同一にする ことができる。これにより内壁検出の確実性が増すの で、血管内径の計測値の確かさが向上する。すなわち、 従来操作者が目視によりエッジを判定していた場合のよ うな不確実さは生じない。

【0051】とのような血管内径の計測を同一部位に関 する異なる時点の画像について行ない、計測値の経時的 な変化をグラフ(graph) で示すようにすることができ る。その例を図してに示す。同図では、右半分に血管の 断層像とその計測部位を表示す。ここでは、計測部位は 40 3箇所としている。左半分には、各計測部位における計 測値の時間変化をグラフで示す。このグラフは、血管を 一旦緊縛して開放したとき内径の変化を示す。このよう なグラフの変化のパターン(pattern) を観察することに より、例えば動脈硬化等の診断が行なわれる。

【0052】以上は、医用画像装置に血管計測機能を鋳 たせるようにした例であるが、画像処理部8、表示部1 () 制御部14および操作部16に相当する機能を、例 えばドクターコンソール(doctor console)やワークステ ーション(work station)あるいはパーソナルコンピュー 50 表示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

タ(personal computer) 等により、医用画像装置とは別 体に構成し、医用画像装置に接続して撮像画像を取得 し、それに基づいて上記のような造影画像を生成するよ ろにしても良いのは勿論である。この場合、ドクターコ ンソールやワークステーションあるいはパーソナルコン ビュータ等は、本発明における血管計測装置の実施の形 驚の一例である。

8

[0053]

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によ 10 れば、表示画像に基づいて確実な血管計測を行なう血管 計測方法および装置並びに医用画像装置を実現すること ができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図

【図2】本発明の実施の形態の一例の装置の一部のブロ ック図である。

【図3】本発明の実施の形態の一例の装置における画像 データの概念図である。

【図4】本発明の実施の形態の一例の装置の動作のフロ 一図である。

【図5】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に表 示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

【図6】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に表 示した画面の一側の模式図である。

【図7】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたRO |プロファイルの一例を示すグラフである。

【図8】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたRO !プロファイルの一例を示すグラフである。

【図9】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたRO 」プロファイルおよびその微分値の一例を示すグラフで ある。

【図10】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に 表示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

【図11】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に 表示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

【図】2】本発明の実施の形態の一側の装置の表示部に 表示した画面の一例の模式図である。

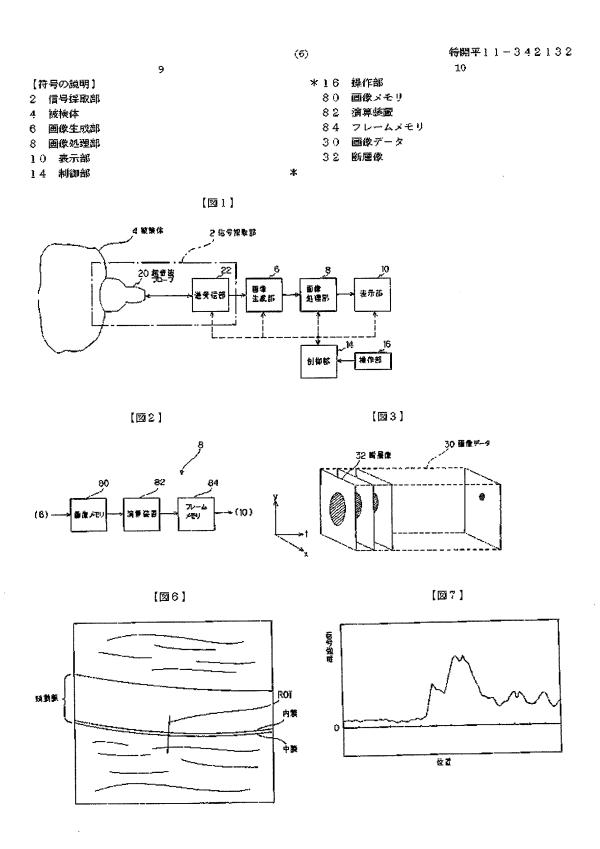
【図13】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたR ○Ⅰプロファイルの一例を示すグラフである。

【図14】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたR ○Ⅰプロファイルの一例を示すグラフである。

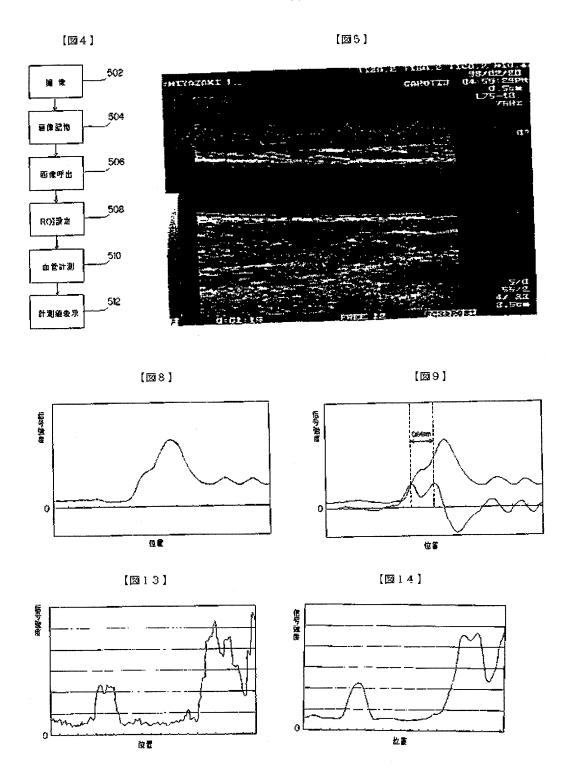
【図15】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたR ○Ⅰプロファイルを正規化した一例を示すグラフであ る。

【図16】本発明の実施の形態の一例の装置で求めたR ○Ⅰプロファイルを正規化した一例を示すグラフであ

【図17】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に

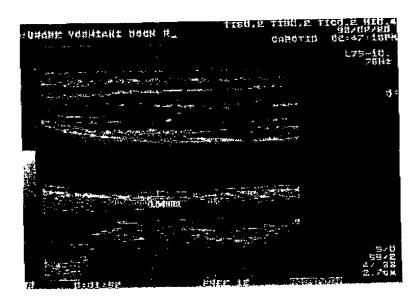


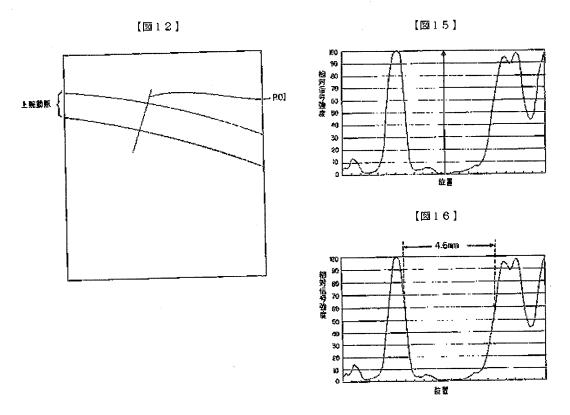
(7)



(8)

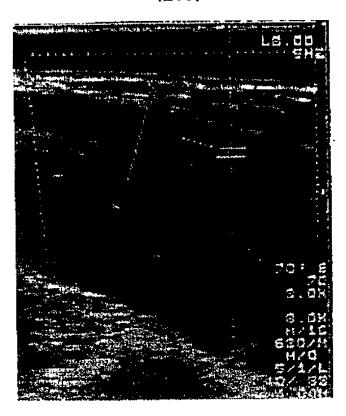
[2010]





(9)

[2011]



(10)

特闘平11-342132

[217]

